

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re the application of  
Tomio INOUE et al.



#2  
Group Art Unit: Unknown

U.S. Serial No. 09/892,855

Examiner: Unknown

Filed: June 28, 2001

Title: GAMMA CAMERA APPARATUS

CERTIFIED COPIES OF PRIORITY DOCUMENTS

Commissioner of Patents and Trademarks  
Assistant Commissioner for Patents  
Washington, D.C. 20231

Sir:

Please find attached certified copies of the Priority Documents to perfect the applicant's priority claim in the above-identified patent application.

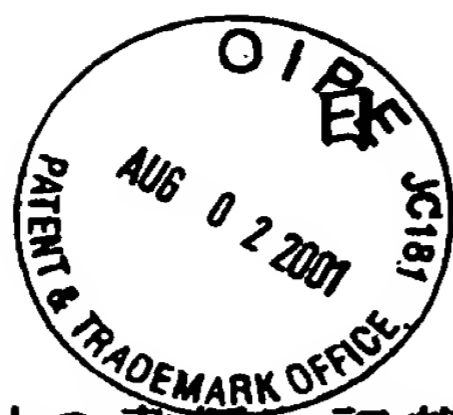
Respectfully submitted,

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "Paul A. Guss".

Paul A. Guss  
Attorney for Applicants  
Reg. No. 33,099

Atty. Doc. CS-24-010628.2

775 South 23rd St.  
First Floor, Suite 2  
Arlington, VA 22202  
(703) 486-2710



本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2001年 2月28日

出 願 番 号

Application Number:

特願2001-054354

出 願 人

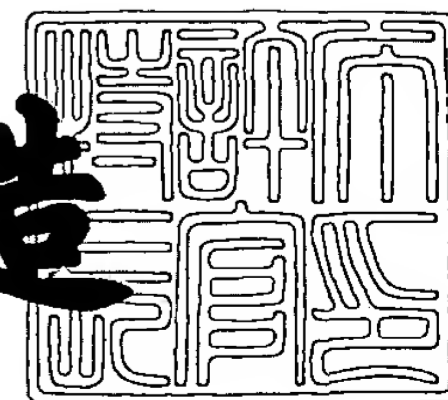
Applicant(s):

安西メディカル株式会社

2001年 5月25日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3043876

【書類名】 特許願

【整理番号】 PCC15684AN

【提出日】 平成13年 2月28日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01T 1/161

【発明者】

    【住所又は居所】 群馬県高崎市上佐野 1 6 4 - 3

    【氏名】 井上 登美夫

【発明者】

    【住所又は居所】 群馬県桐生市東 3 - 1 - 2 4 - 2 0 3

    【氏名】 伊藤 直史

【発明者】

    【住所又は居所】 栃木県大田原市紫塚 1 - 1 0 - 2 7

    【氏名】 神保 昌夫

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都町田市小川 1 4 1 7

    【氏名】 江口 建三

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都品川区大崎 4 - 2 - 1 3 - 7 1 1

    【氏名】 大和田野 克朗

【特許出願人】

    【識別番号】 591001765

    【氏名又は名称】 安西メディカル株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100077665

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 千葉 剛宏

【選任した代理人】

    【識別番号】 100077805

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐藤 辰彦

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 001834

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9718741

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】

ガンマカメラ装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性同位元素の 3 次元分布画像を構築するガンマカメラ装置において、  
前記ガンマ線を検出する検出手段と、  
前記被検体と前記検出手段との間に配置される符号化開口板と、  
前記検出手段からの前記符号化開口板の距離を調節する調節手段と、  
を備え、前記被検体内の観察位置の深さに応じて前記調節手段により前記符号化開口板の位置を調整し、前記検出手段によって検出した前記ガンマ線に基づき画像を構築することを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、  
前記調節手段は、前記観察位置から見た前記符号化開口板の前記検出手段に対する拡大率  $\alpha$  を 1.5 ～ 3.5 の範囲で調節可能であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、  
前記検出手段は、複数の半導体検出素子からなることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、  
前記半導体検出素子は、CdTe または CdZnTe であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 5】

請求項 3 記載の装置において、  
前記半導体検出素子は、1 次元に配列されることを特徴とするガンマカメラ装

置。

【請求項 6】

請求項 3 記載の装置において、

前記半導体検出素子は、2次元に配列されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

検出手段は、ガンマ線の波長変換を行うシンチレータと、前記シンチレータによって得られた光を検出する位置感応型フォトマルチプライアとからなることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記シンチレータと前記位置感応型フォトマルチプライアとは、光ファイバーによって連結されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 9】

請求項 1 記載の装置において、

検出手段は、ガンマ線の波長変換を行うシンチレータと、前記シンチレータによって得られた光を検出する複数のフォトダイオードとからなることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 10】

請求項 7～9 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記シンチレータは、 $\text{NaI}:\text{Tl}$ 、 $\text{CsI}:\text{Na}$ 、 $\text{LuSiO}_5:\text{Ce}$  (LSO)、 $(\text{Lu}_{1-x}\text{Gd}_x)\text{SiO}_5:\text{Ce}$  (LGSO)、 $\text{YAlO}_3$  のいずれかからなることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 11】

請求項 1 記載の装置において、

前記符号化開口板は、M系列の規則からなる複数の開口部を配列してなるコリメータにより構成されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 12】

請求項 1 1 記載の装置において、

前記コリメータは、少なくとも 1 周期分の複数の前記開口部を 2 次元的に配列した M 配列により構成されることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 記載の装置において、

前記検出手段による前記被検体の検出範囲は、前記開口部の 1 周期分の長さを  $L$ 、前記コリメータから前記被検体内の観察位置までの距離を  $Z$ 、前記コリメータから前記検出手段までの距離を  $D$  として、 $L \cdot (D + Z) / D$  以下となるように設定することを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 4】

被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性同位元素の 3 次元分布画像を構築するガンマカメラ装置において、

前記ガンマ線を検出する検出手段と、

前記被検体と前記検出手段との間に配置される符号化開口板と、

前記検出手段によって検出された前記ガンマ線に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、

再構成された前記画像を表示する画像表示手段と、

前記画像に対して重畳される他の画像を供給する画像供給手段と、

を備えることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 記載の装置において、

前記検出手段からの前記符号化開口板の距離を調節する調節手段を備え、前記被検体内の観察位置の深さに応じて前記調節手段により前記符号化開口板の位置を調整し、前記検出手段によって検出した前記ガンマ線に基づき画像を構築することを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 4 または 1 5 に記載の装置において、

前記画像供給手段は、超音波診断装置であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 4 または 1 5 に記載の装置において、

前記画像供給手段は、C T 診断装置であることを特徴とするガンマカメラ装置

。

【請求項 1 8】

請求項 1 4 または 1 5 に記載の装置において、

前記画像供給手段は、核医学診断装置であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【請求項 1 9】

請求項 1 4 または 1 5 に記載の装置において、

前記画像供給手段は、M R 診断装置であることを特徴とするガンマカメラ装置

。

【請求項 2 0】

請求項 1 4 または 1 5 に記載の装置において、

前記画像供給手段は、デジタルカメラ装置であることを特徴とするガンマカメラ装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性同位元素の 3 次元分布画像を構築するガンマカメラ装置に関する。

【 0 0 0 2】

【従来の技術】

例えば、医療分野において、放射線検出器およびコンピュータを組み合わせ、被検体の内部情報を示す画像を得る装置が広汎に利用されている。代表的なものとして、対向して配置される放射線発生源および放射線検出器を被検体の回りに旋回させてスキャンし、被検体を透過する X 線の吸収値を測定して処理することにより、前記被検体の断層画像を得るようにした X 線 C T 装置がある。

【 0 0 0 3】

しかしながら、この X 線 C T 装置は、放射線発生源および放射線検出器を被検体の回りに旋回させなければならず、装置が大がかり且つ高価なものとなる不具合がある。

【 0 0 0 4 】

これに対して、近年、被検体に投与した放射性同位元素（R I）から得られるガンマ線を平面上に配置した複数の検出器によりシンチレータを介して検出し、検出された情報に基づいて被検体の内部情報を再構築するようにしたガンマカメラ装置が開発されている。

【 0 0 0 5 】

さらに、このようなガンマカメラ装置において、シンチレータの前面に所定の配列規則に従って多数の開口部を形成した、いわゆる、符号化開口板を配置し、得られた情報から被検体の内部情報の 3 次元画像を構築できるように構成したガンマカメラ装置が提案されている（計測自動制御学会論文集 Vol.28, No.4, 426/432（1992）「M 配列を用いた符号化開口放射型 C T」、（社）計測自動制御学会計測部門第 1 7 回センシングフォーラム（2000）「符号化開口 C T を用いた<sup>99m</sup>Tc 3 次元分布再構成」参照）。

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、被検体の内部情報に係る画像を高い分解能で得ることのできるガンマカメラ装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】

【課題を解決するための手段】

前記の課題を解決するために、本発明は、被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性同位元素の 3 次元分布画像を構築するガンマカメラ装置において、

前記ガンマ線を検出する検出手段と、

前記被検体と前記検出手段との間に配置される符号化開口板と、

前記検出手段からの前記符号化開口板の距離を調節する調節手段と、

を備え、前記被検体内の観察位置の深さに応じて前記調節手段により前記符号

化開口板の位置を調整し、前記検出手段によって検出した前記ガンマ線に基づき画像を構築することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

また、本発明は、被検体に投与した放射性同位元素から得られるガンマ線を検出し、前記放射性同位元素の 3 次元分布画像を構築するガンマカメラ装置において、

前記ガンマ線を検出する検出手段と、

前記被検体と前記検出手段との間に配置される符号化開口板と、

前記検出手段によって検出された前記ガンマ線に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、

再構成された前記画像を表示する画像表示手段と、

前記画像に対して重畳される他の画像を供給する画像供給手段と、

を備えることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

【発明の実施の形態】

図 1 は、本実施形態のガンマカメラ装置 1 0 を示す。このガンマカメラ装置 1 0 は、寝台 1 2 上に配置された被検体 1 4 から放射されるガンマ線を検出するガンマカメラ 1 6 と、ガンマカメラ 1 6 によって検出されたガンマ線に基づき、被検体 1 4 内の 3 次元画像を再構成するための画像再構成部 1 8（画像再構成手段）とから基本的に構成される。画像再構成部 1 8 は、例えば、パソコンによって構成され、ガンマカメラ 1 6 を制御するためのデータ等を入力するキーボード 2 0 と、再構成された画像を表示するためのディスプレイ 2 2（画像表示手段）とを備える。

【 0 0 1 0 】

ガンマカメラ 1 6 は、ガイドバー 2 4 a、2 4 b によってカメラ本体 2 6 に支持され、被検体 1 4 に対するガンマカメラ 1 6 の距離を一定に保持するためのプレート 2 8 と、カメラ本体 2 6 とプレート 2 8 との間に配設されるコリメータ 3 0（符号化開口板）とを備える。コリメータ 3 0 は、例えば、カメラ本体 2 6 に取り付けられたナット部材 3 2 に螺合するねじ部材 3 4 をノブ 3 6（調節手段）

を介して回動させることにより、カメラ本体 2 6 とプレート 2 8 との間でガイドバー 2 4 a、2 4 b を介して変位可能に構成される。なお、プレート 2 8 は、被検体 1 4 から放射されるガンマ線を透過してカメラ本体 2 6 に導くことのできる材料であれば、いかなるものを利用してもよい。

#### 【 0 0 1 1 】

コリメータ 3 0 は、図 2 に示すように、多数のピンホール状の開口部 3 8 を M 配列に従い所定の周期パターン 4 0 で形成したものである。この場合、M 配列とは、疑似ランダム系列である M 系列の規則で開口部 3 8 の間隔を設定して 2 次元的に配列したものであり、その自己相関関数は、 $\delta$  関数に近く、ピーク以外では相関関数値が一定となる特徴を備えている。

#### 【 0 0 1 2 】

一方、ガンマカメラ 1 6 は、被検体 1 4 から放射されたガンマ線によって蛍光を発するシンチレータ 4 2 と、蛍光を検出してガンマ線のカウント数に対応する電気信号に変換するシンチレーション検出器 4 4（検出手段）と、シンチレーション検出器 4 4 からの位置に応じたカウント数のデータを画像再構成部 1 8 に転送するための信号処理回路 4 6 とを備える。

#### 【 0 0 1 3 】

コリメータ 3 0、シンチレータ 4 2 およびシンチレーション検出器 4 4 は、平行に配設される。シンチレータ 4 2 に近接して配設されるシンチレーション検出器 4 4 は、複数の半導体検出素子を 1 次元または 2 次元配列して構成することができる。半導体検出素子を 1 次元配列する場合には、例えば、ガンマカメラ 1 6 を半導体検出素子の配列方向と直交する方向に走査し、得られるガンマ線の検出データを適宜信号処理することにより、2 次元配列の場合と同様の情報を得ることが可能である。半導体検出素子としては、例えば、CdTe、CdZnTe 等を用いることができる。

#### 【 0 0 1 4 】

また、シンチレーション検出器 4 4 は、位置感応型フォトマルチプライアまたは複数のフォトダイオードによって構成することもできる。なお、位置感応型フォトマルチプライアとシンチレータ 4 2 とを光ファイバーによって連結して構成

することにより、シンチレータ 4 2 から得られた光を位置感応型フォトマルチプライアに効率的に導くことができる。

#### 【 0 0 1 5 】

シンチレータ 4 2 は、例えば、 $\text{NaI}:\text{Tl}$ 、 $\text{CsI}:\text{Na}$ 、 $\text{LuSiO}_5:\text{Ce}$  (LSO)、 $(\text{Lu}_{1-x}\text{Gd}_x)\text{SiO}_5:\text{Ce}$  (LGSO)、 $\text{YAlO}_3$  等から選択することができる。

#### 【 0 0 1 6 】

本実施形態のガンマカメラ装置 1 0 は、基本的には以上のように構成されるものであり、次に、このガンマカメラ装置 1 0 の動作原理並びに作用効果について説明する。

#### 【 0 0 1 7 】

先ず、被検体 1 4 から放射されるガンマ線をカウントすることにより画像を再構成する原理について説明する。

#### 【 0 0 1 8 】

図 3 に示す模式図では、ガンマ線を放射する放射線源の存在し得る被検体 1 4 を  $n$  個のボクセルに分割し、その 1 つを  $j$  ( $j = 1, 2, \dots, n$ ) とし、また、ガンマ線を検出するシンチレーション検出器 4 4 のピクセル数を  $m$  とし、その 1 つを  $i$  ( $i = 1, 2, \dots, m$ ) としている。

#### 【 0 0 1 9 】

$j$  番目のボクセルがある一定時間内に放射するガンマ線のカウント数の期待値を  $S_j$ 、 $i$  番目の画素で一定時間内に検出されるガンマ線のカウント数の期待値を  $P_i$ 、実際に検出されるガンマ線のカウント数を  $P_i^*$  とする。ボクセル  $j$  から放射されたガンマ線がピクセル  $i$  で検出される確率を  $f_{ij}$  とすると、次の関係が成り立つ。

#### 【 0 0 2 0 】

【数 1】

$$P_i = \sum_{j=1}^n f_{ij} S_j \quad (i = 1, 2, \dots, m) \quad \dots(1)$$

放射線源から放射されるガンマ線のカウント数は、ポアソン分布に従ってランダムに変動するため、シンチレーション検出器 4 4 のピクセル  $i$  で検出されるカウント数もランダムに変動し、その期待値  $P_i$  は、(1) 式で与えられる。

## 【 0 0 2 1 】

確率  $f_{ij}$  は、ボクセル  $j$ 、ピクセル  $i$ 、コリメータ 3 0 の開口部 3 8 の位置関係および開口部 3 8 の配列パターンである  $M$  配列から幾何学的に決まる。しかしながら、ガンマ線の吸収や散乱がない理想的な条件下であっても、確率  $f_{ij}$  の値を計算によって厳密に求めることは、計算量が多く困難であるため、実際の計算では、ボクセル内の放射線源分布がボクセルの中心に置いた点放射線源で代表されるものと仮定して近似的に求める。

## 【 0 0 2 2 】

すなわち、ボクセル  $j$  から放射されてピクセル  $i$  に到達するガンマ線の経路は、ボクセル  $j$  の中心を頂点とし、ピクセル  $i$  を底面とする立錐を構成し、この立錐の頂点の立体角を  $\Omega$ 、立錐が切り取るコリメータ 3 0 上の面積に占める開口部 3 8 の面積の比（幾何光学的透過率）を  $\tau$  とすると、確率  $f_{ij}$  は、

$$f_{ij} = (\Omega / 4\pi) \cdot \tau \quad \dots (2)$$

として与えられる。なお、ボクセルに比してピクセルが小さい場合には、ピクセルの中心を頂点としてボクセルに接する面を底面とする立錐を構成することにより、この立錐から確率  $f_{ij}$  をより高精度に求めることができる。

## 【 0 0 2 3 】

放射線源の分布を  $S = (S_1, S_2, \dots, S_n)$ 、ガンマ線のカウント数を  $P^* = (P_1^*, P_2^*, \dots, P_m^*)$  と表すと、この分布  $S$  を観測するという条件下でカウント数  $P^*$  が得られる条件付き確率（尤度） $\text{Prob}(P^* | S)$  は、ポアソン分布の式と (1) 式とを用いて、以下の (3) 式で表される。なお、(3) 式において、記号「 $\wedge$ 」は、べき乗を表すものとする。

## 【 0 0 2 4 】

【数 2】

$$\text{Prob}(P^* | S) = \prod_{i=1}^m (P_i^{P_i^*} / P_i^{P_i^*}) \cdot \exp(-P_i) \quad \dots (3)$$

画像再構成部 1 8 では、(3) 式の条件付き確率  $\text{Prob}(P^* | S)$  が最大となる放射線源の分布  $S$  を漸近的に求める。

【0 0 2 5】

図 4 は、画像再構成部 1 8 において、(3) 式を用いて放射線源の分布  $S$  を具体的に求める際のフローチャートを示す。

【0 0 2 6】

まず、被検体 1 4 に投入された放射性同位元素 (R I) から放射されるガンマ線をコリメータ 3 0 およびシンチレータ 4 2 を介して検出することにより、放射線源の投影データであるカウント数  $P^*$  を収集する (ステップ S 1)。次に、推定放射線源の分布  $S$  の初期値を設定した後 (ステップ S 2)、放射線源の推定投影像である期待値  $P = (P_1, P_2, \dots, P_m)$  を計算する (ステップ S 3)。なお、推定放射線源の分布  $S$  の初期値は、例えば、一様分布となるように設定することができる。

【0 0 2 7】

次いで、ステップ S 3 で求めた推定投影像である期待値  $P$  と、ステップ S 1 で収集した投影データであるカウント数  $P^*$  とを比較し (ステップ S 4)、これらが許容誤差内にあるか否かを判定し (ステップ S 5)、許容誤差内にはない場合には、推定投影像の不一致量  $P^* / P$  を計算する (ステップ S 6)。そして、この不一致量  $P^* / P$  を被検体 1 4 に対して逆投影することにより (ステップ S 7)、推定放射線源の分布  $S$  を修正する (ステップ S 8)。

【0 0 2 8】

ステップ S 3 ~ S 8 の処理を繰り返し行うことにより、期待値  $P$  が漸近的にカウント数  $P^*$  に近づくことになる。そして、ステップ S 5 において、期待値  $P$  とカウント数  $P^*$  とが許容誤差内にあると判定された場合、そのときの推定放射線

源の分布 S に基づき、ディスプレイ 2 2 上に画像を再構成する（ステップ S 9）。

### 【 0 0 2 9 】

ここで、本実施形態のガンマカメラ装置 1 0 では、コリメータ 3 0 の位置を調整することにより、被検体 1 4 の推定投影像を高い分解能で得ることができる。

### 【 0 0 3 0 】

すなわち、シンチレーション検出器 4 4 とコリメータ 3 0 との距離を D、コリメータ 3 0 と被検体 1 4 の検出面 4 8 との距離を Z とすると、シンチレーション検出器 4 4 には、検出面 4 8 にある点放射線源からの放射線によって、コリメータ 3 0 が拡大率  $\alpha = (D + Z) / Z$  で拡大された投影像 Q が形成される（図 5 参照）。同様に、同じ検出面 4 8 の他の点放射線源からの放射線によって、投影像 Q をシンチレーション検出器 4 4 上で平行移動させた投影像 Q' が形成される。また、異なる距離 Z'' にある被検体 1 4 の検出面 4 8'' からの放射線は、コリメータ 3 0 を拡大率  $\alpha'' = (D + Z'') / Z''$  で拡大した投影像 Q'' をシンチレーション検出器 4 4 に形成する。

### 【 0 0 3 1 】

従って、シンチレーション検出器 4 4 に形成される投影像は、点放射線源の検出面 4 8（4 8''）内での位置の情報を平行移動量として含むとともに、検出面 4 8（4 8''）の深さの情報を拡大率として含むことになる。放射線源が広がりをもって分布する一般の場合、その投影像は、点放射線源の投影像の重ね合わせとして得ることができる。

### 【 0 0 3 2 】

コリメータ 3 0 は、複数の開口部 3 8 が M 配列に従って配列されているため、1 周期を積分範囲とする自己相関関数が原点に鋭いピークを持つことから、投影像 Q と Q' を M 配列の周期の整数倍を積分範囲とすることにより、相関係数が 0 となり、それぞれの投影像 Q と Q' を分離することができる。

### 【 0 0 3 3 】

また、コリメータ 3 0 の複数の開口部 3 8 が、図 2 に示すように、複数の周期パターン 4 0 で構成されているため、同一の検出面 4 8（4 8''）上の点放射線

源は、M配列の常に一定数分の周期の投影像を形成する。一方、異なる距離Z、Z'にある点放射線源による投影像Q、Q'は、拡大率 $\alpha$ 、 $\alpha'$ が異なり、相関係数は小さくなる。従って、コリメータ30の開口部38の配列は、自己相関関数が原点に鋭いピークを持ち、周期的なパターンであるM配列が優れたものであることが了解される。なお、周期的な開口部38の配列では、その周期の長さをLとすると、距離Zにおいて、距離 $V = L \cdot (D + Z) / Z$ だけ隔たった点放射線源が全く同じ投影像を生ずる。そのため、被検体14の検出面48(48')内の観測範囲は、この距離V内でなければならない。

## 【 0 0 3 4 】

ここで、本実施形態のガンマカメラ装置10では、図1に示すように、オペレータがノブ36を回転させることにより、ねじ部材34を介してコリメータ30の位置を調整することができる。この場合、コリメータ30の位置を調整することにより、シンチレーション検出器44に形成される投影像の拡大率が変わるため、それによって、投影像の分解能を決定する距離Vも変わることになる。従って、距離Vを決定するコリメータ30の位置を適宜設定することにより、検出面48の位置に応じた高い分解能からなる投影像を得ることができる。

## 【 0 0 3 5 】

図6～図10は、コリメータ30とプレート28との距離Z<sub>a</sub>をZ<sub>a</sub> = 10に固定し、シンチレーション検出器44とコリメータ30との距離DをD = 20、30、40、50、60とした場合において、被検体14側から見た拡大率 $\alpha = (D + Z) / Z$ と、シンチレーション検出器44側から見た拡大率 $\beta = (D + Z) / D$ と、被検体14の検出面48での分解能 $\gamma = p \cdot \beta$  (p: コリメータ30の開口部38間の平均ピッチ、この実験では、p = 1.5 mmとする。)との関係の実験結果を示す。横軸は、プレート28と検出面48との距離Z<sub>p</sub>を表し、縦軸は、分解能 $\gamma$ を表す。

## 【 0 0 3 6 】

この実験結果によると、被検体14の表面からの検出面48の距離(深さ)Z<sub>p</sub>が大きくなるほど、拡大率 $\alpha$ が減少する一方、拡大率 $\beta$ が増加する関係が得られ、分解能 $\gamma = 3$  mmとなる点でこれらの拡大率 $\alpha$ 、 $\beta$ が一致している。この場

合、拡大率 $\alpha$ 、 $\beta$ の差が大きくなる範囲でコリメータ30の位置を調整することにより、高精度な分解能からなる投影像を得ることができる。なお、拡大率 $\alpha$ は、 $\alpha = 1.5 \sim 3.5$ の範囲に設定することが望ましい。

#### 【0037】

以上のようにして、最適な分解能からなる投影像を得ることができる。得られた検出面48の投影像は、検出面48（48"）における被検体14の断層像としてディスプレイ22に表示される。なお、複数の検出面48（48"）から得られた断層像を合成することにより、3次元画像を得ることができる。

#### 【0038】

また、被検体14をガンマカメラ16により異なる複数の撮像方向から撮像し、得られたデータを処理することにより、被検体14の一層精細な3次元画像を再構成することができる。

#### 【0039】

なお、図1に示すように、画像再構成部18に対して画像記録装置50（画像供給手段）を接続しておき、この画像記録装置50から供給された画像に対して前記投影像を重畳させてディスプレイ22に表示することにより、検出面48の画像をより正確に分析することができる。このような画像記録装置50としては、例えば、超音波診断装置、CT診断装置、核医学診断装置、MR診断装置、デジタルカメラ装置等を挙げることができる。

#### 【0040】

##### 【発明の効果】

以上のように、本発明によれば、被検体と検出手段との間に配設される符号化開口板の位置を調節することにより、分解能の高い画像を得ることができる。

##### 【図面の簡単な説明】

##### 【図1】

本実施形態のガンマカメラ装置の構成図である。

##### 【図2】

本実施形態のガンマカメラ装置に使用されるコリメータに形成されるM配列の開口部の説明図である。

【図 3】

本実施形態のガンマカメラ装置の原理説明に供する説明図である。

【図 4】

本実施形態のガンマカメラ装置における画像再構成処理のフローチャートである。

【図 5】

本実施形態のガンマカメラ装置によって 3 次元画像を得るための説明図である。

【図 6】

本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメタの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 7】

本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメタの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 8】

本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメタの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 9】

本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメタの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【図 1 0】

本実施形態のガンマカメラ装置におけるコリメタの位置と分解能との関係を説明する実験結果を示すグラフである。

【符号の説明】

1 0 … ガンマカメラ装置

1 4 … 被検体

1 8 … 画像再構成部

2 2 … ディスプレイ

2 6 … カメラ本体

1 2 … 寝台

1 6 … ガンマカメラ

2 0 … キーボード

2 4 a、2 4 b … ガイドバー

2 8 … プレート

3 0 … コリメータ

3 4 … ねじ部材

3 8 … 開口部

4 2 … シンチレータ

4 6 … 信号処理回路

5 0 … 画像記録装置

3 2 … ナット部材

3 6 … ノブ

4 0 … 周期パターン

4 4 … シンチレーション検出器

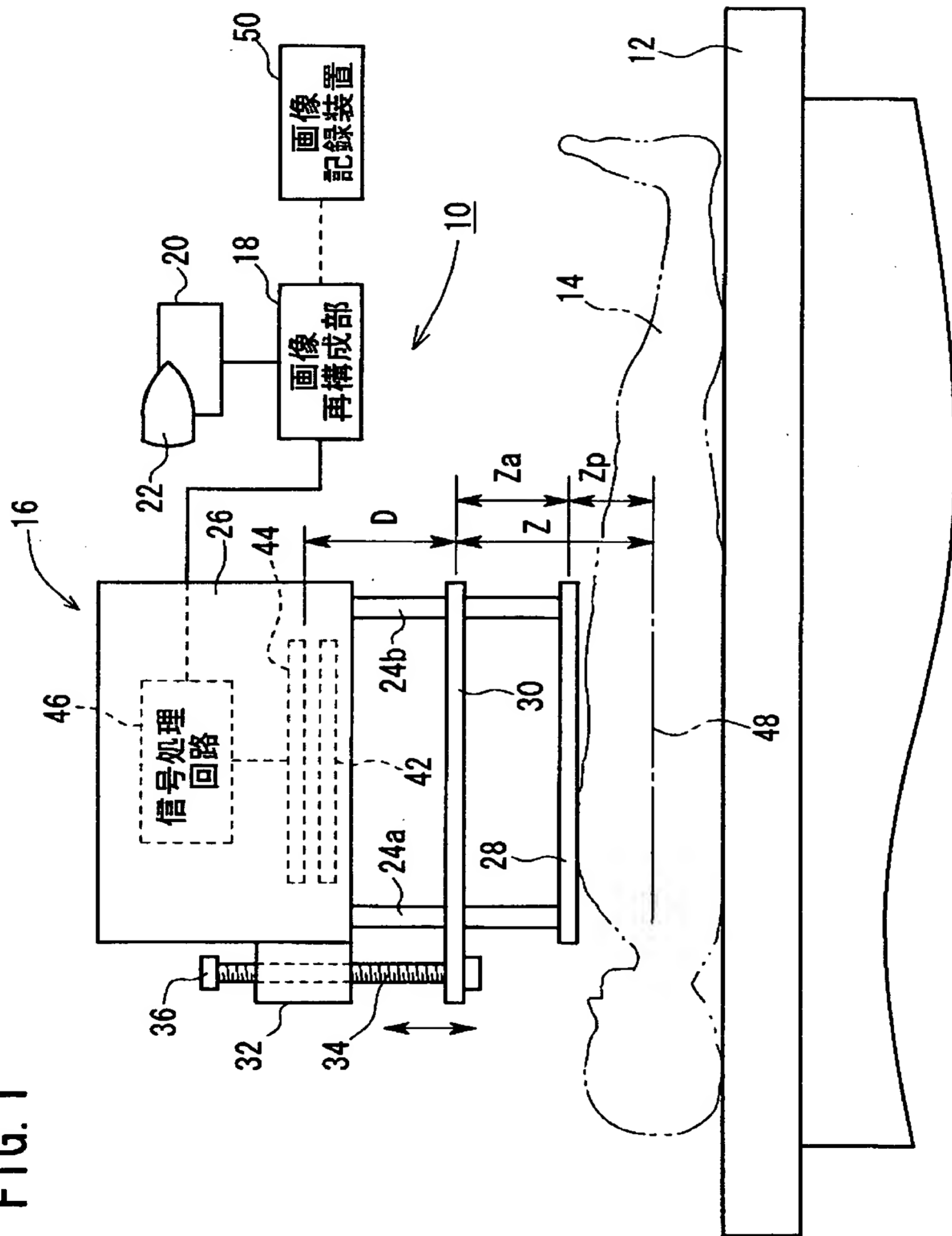
4 8、4 8" … 検出面

【書類名】

図面

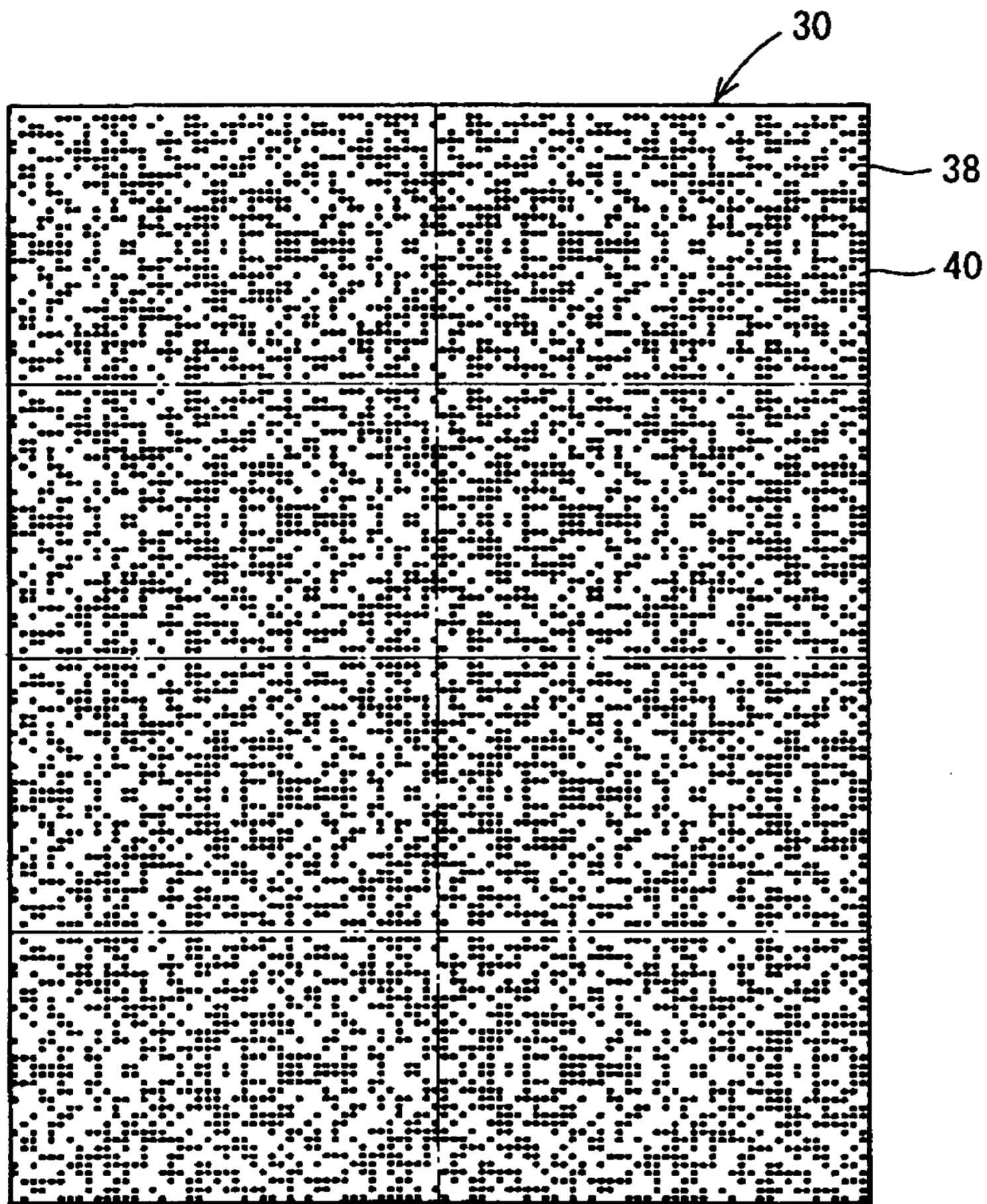
【図 1】

**FIG. 1**



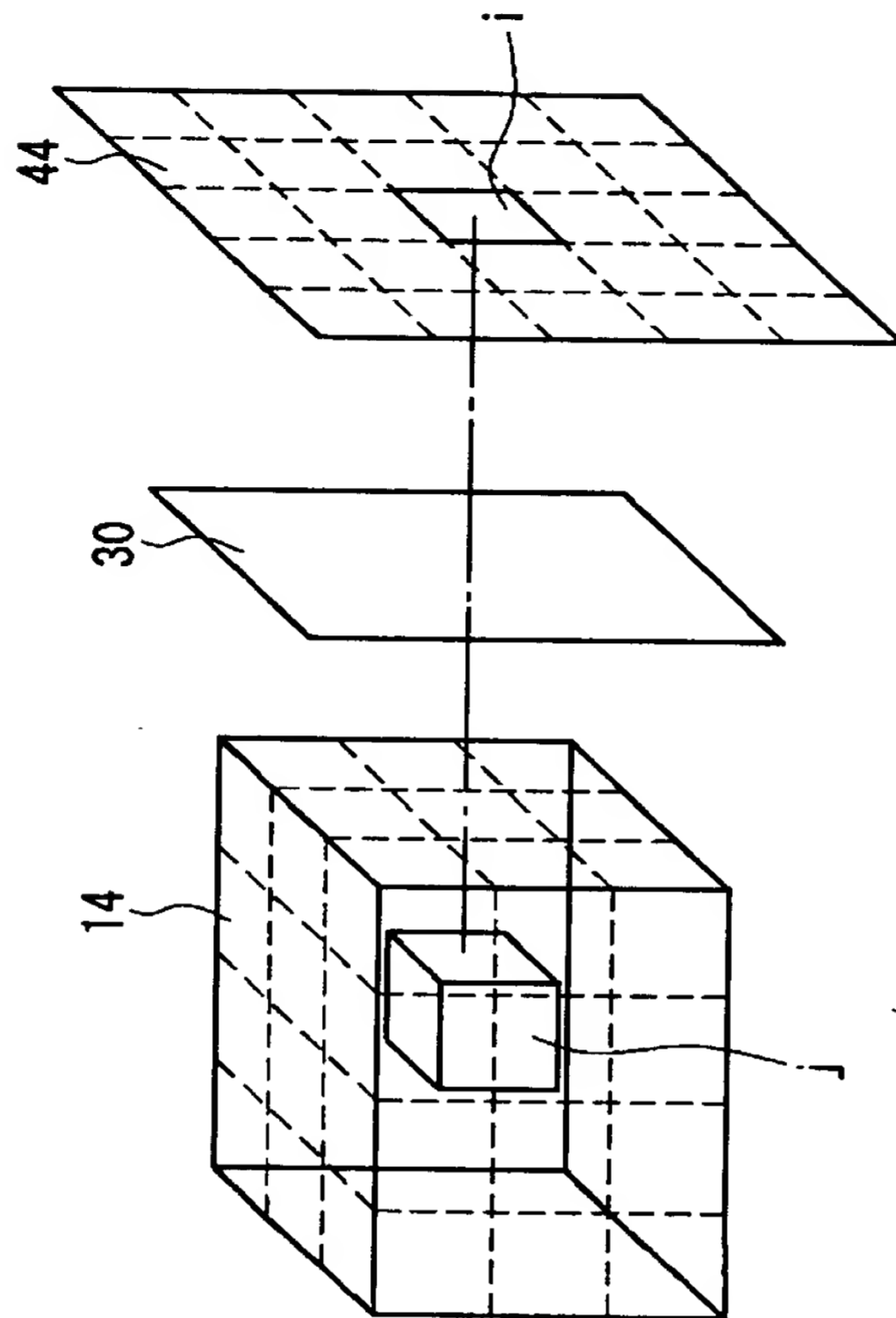
【図 2】

FIG. 2



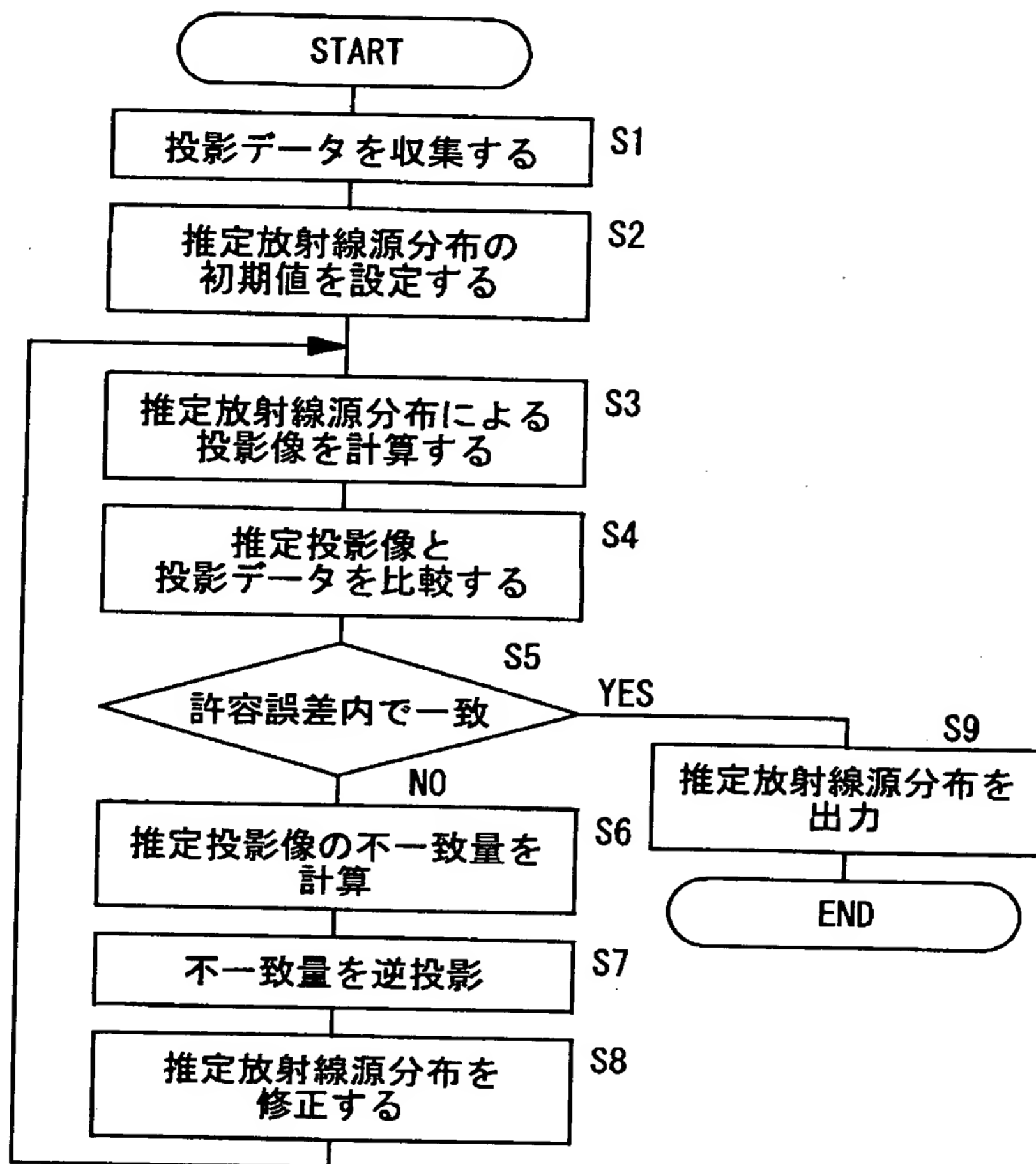
【図 3】

FIG. 3



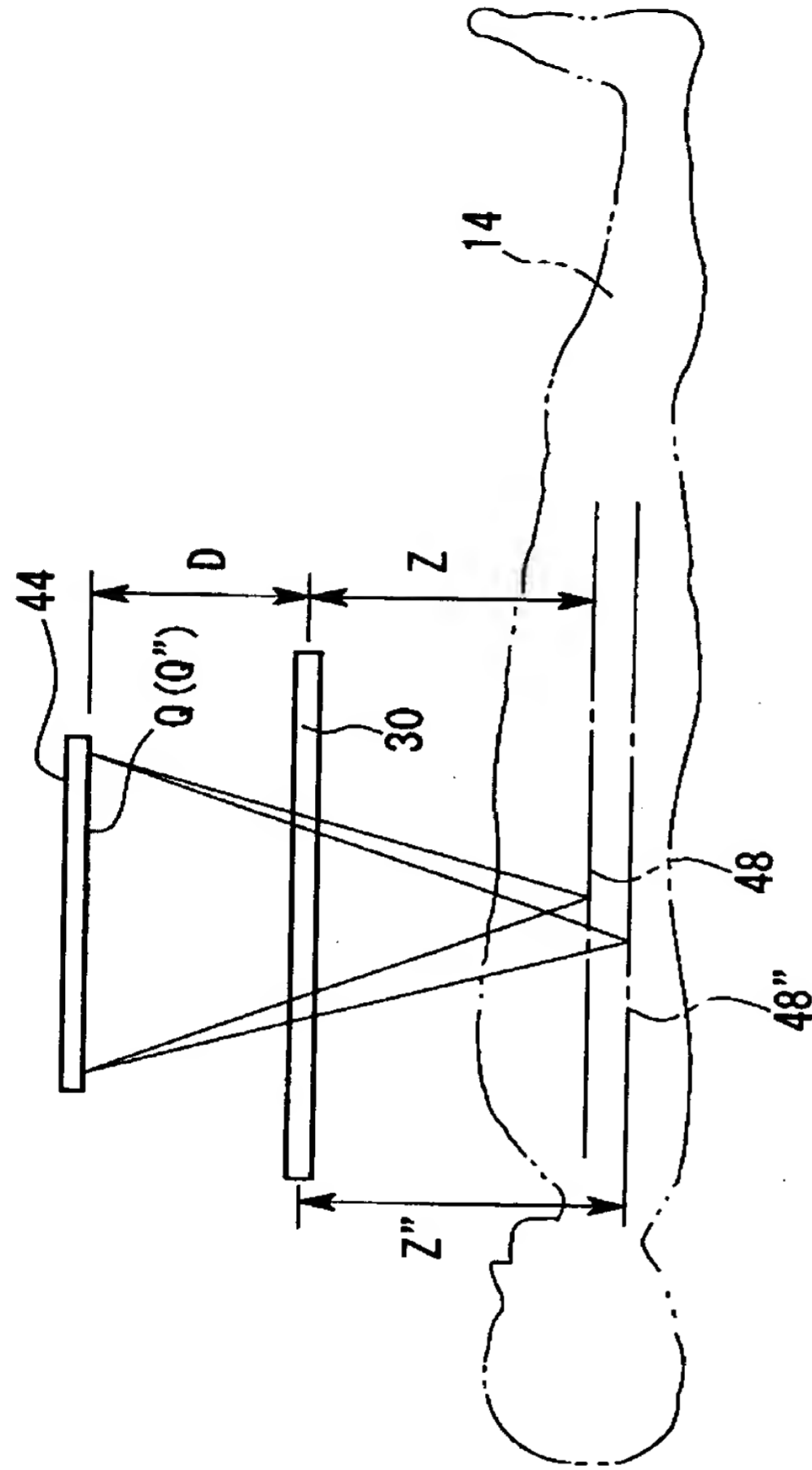
【図 4】

FIG. 4



【図 5】

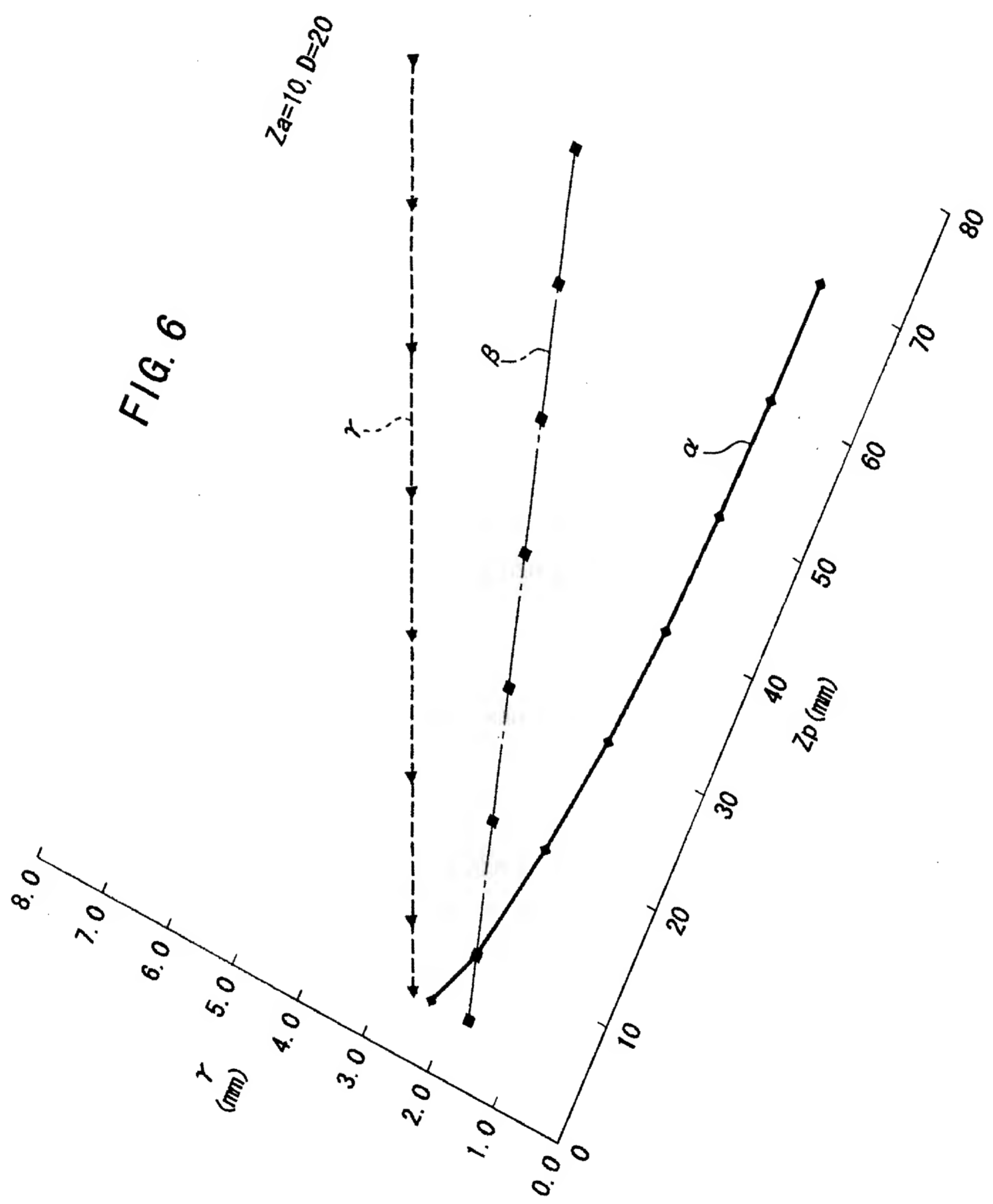
FIG. 5



【図6】

特2001-054354

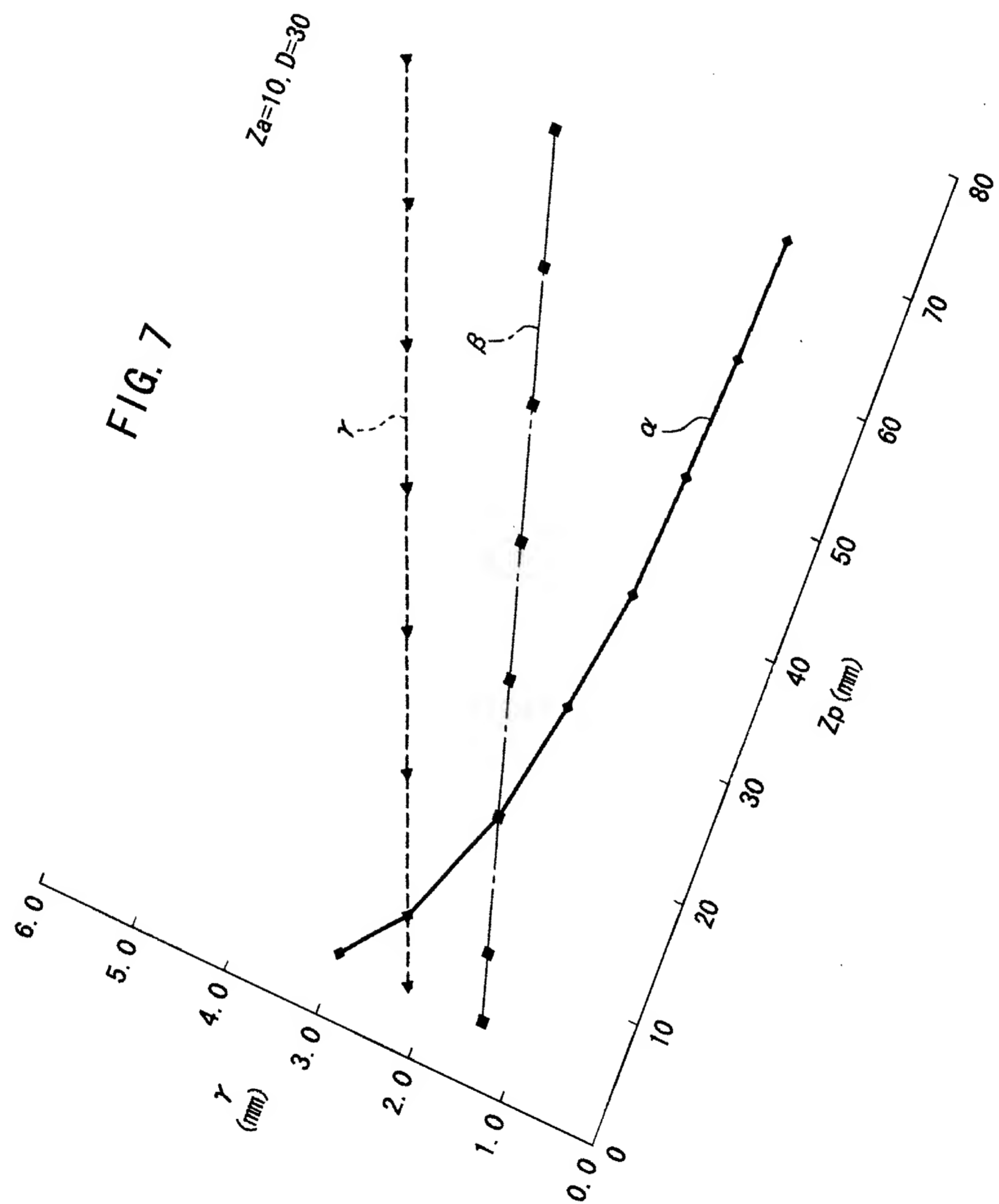
FIG. 6



出証特2001-3043876

特2001-054354

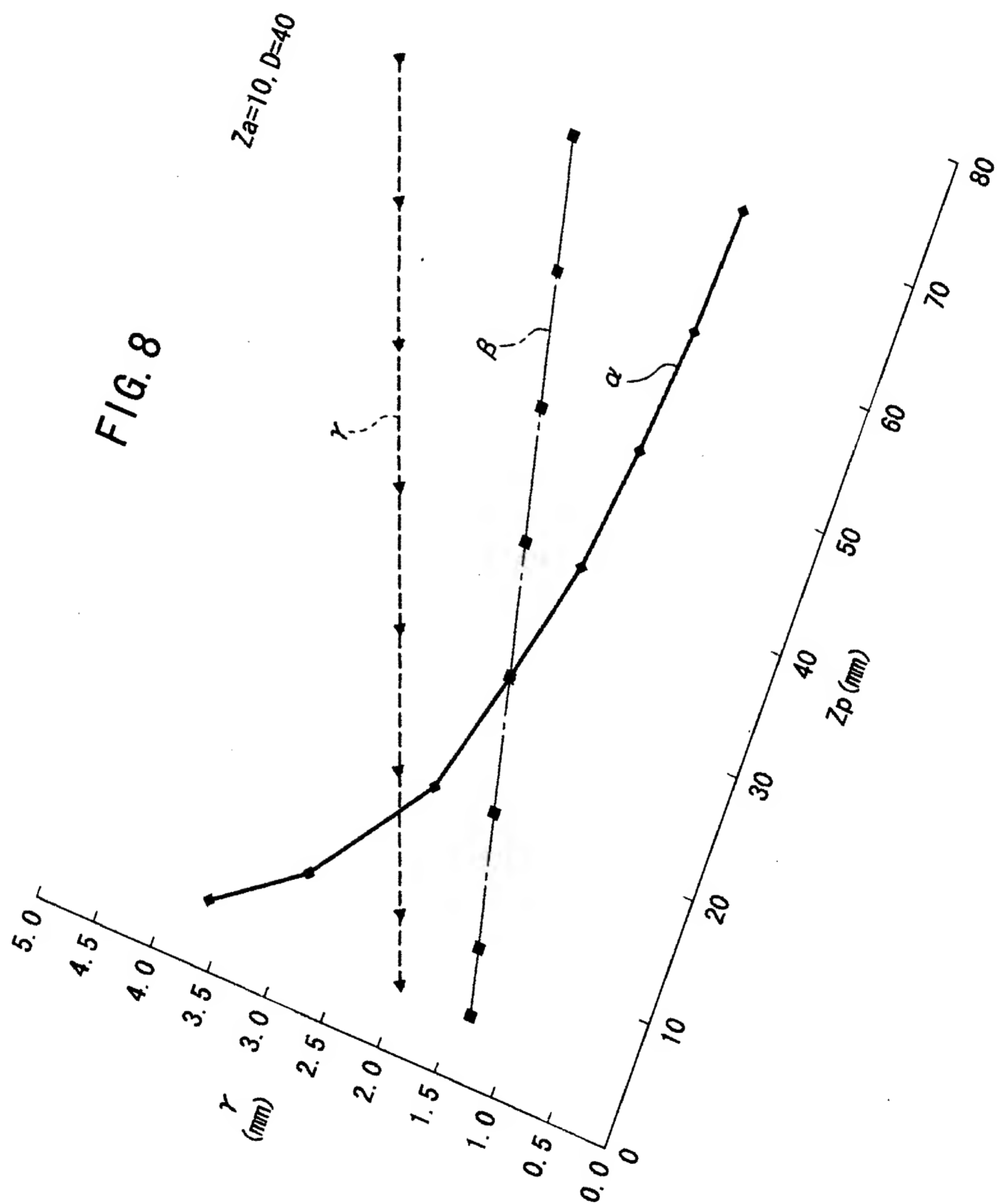
【図7】



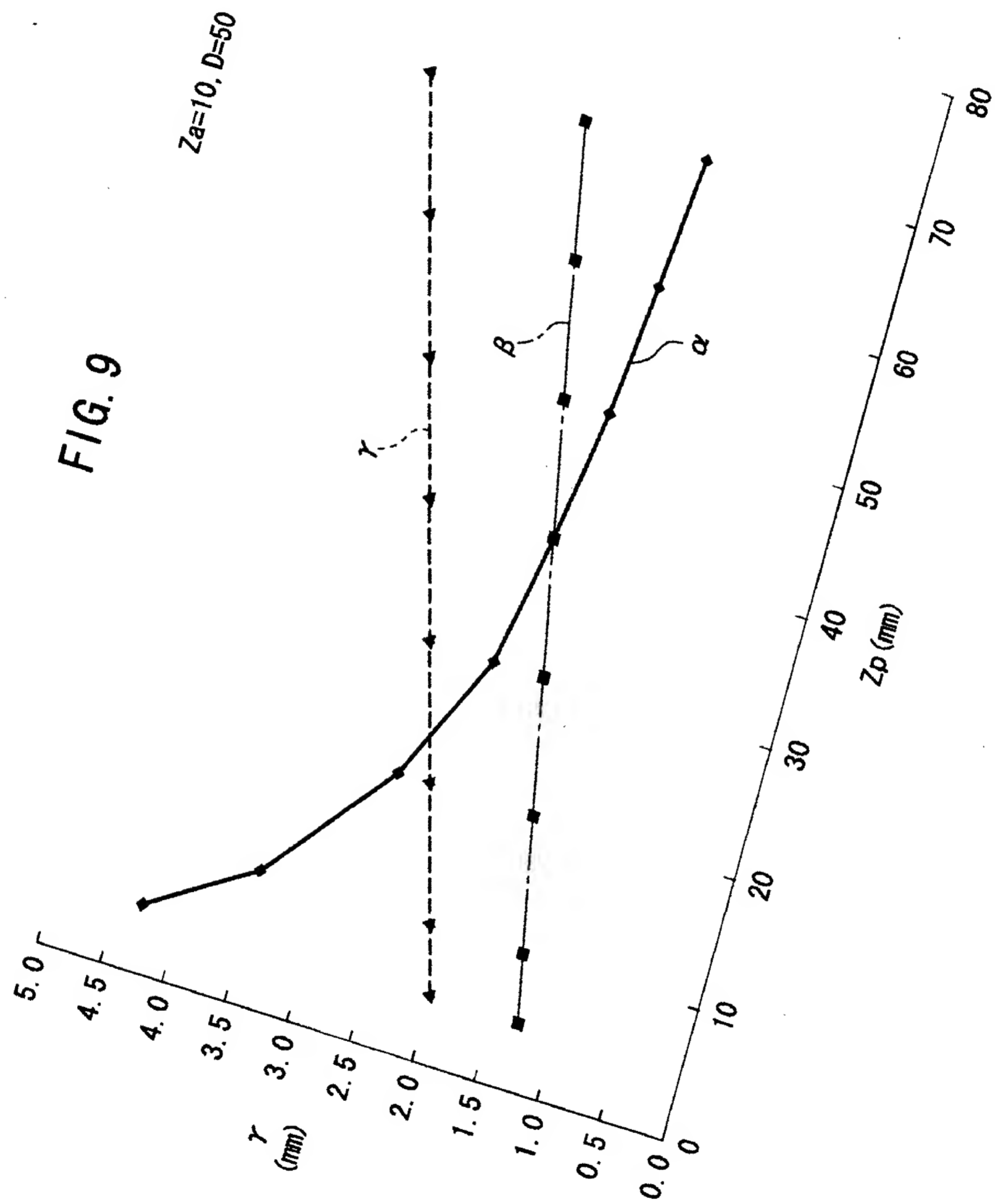
出証特2001-3043876

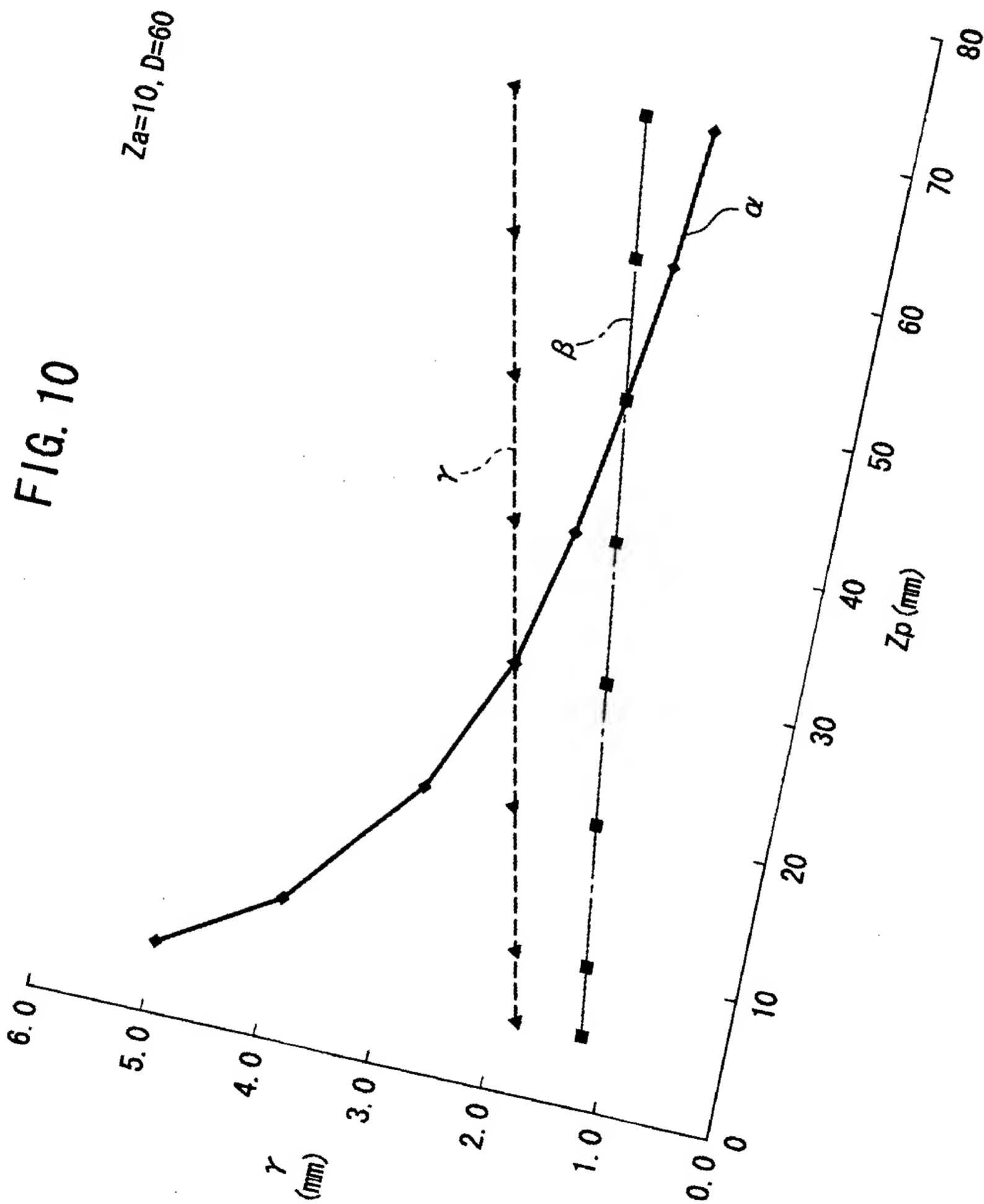
【図8】

特2001-054354



出証特2001-3043876





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高い分解能からなる画像を得ることのできるガンマカメラ装置を提供する。

【解決手段】 被検体 1 4 の検出面 4 8 の位置に応じてガンマカメラ 1 6 に対するコリメータ 3 0 の位置を調整した後、被検体 1 4 から放射されるガンマ線をコリメータ 3 0 およびシンチレータ 4 2 を介してシンチレーション検出器 4 4 により検出し、次いで、信号処理回路 4 6 を介して画像再構成部 1 8 に転送して処理し、ディスプレイ 2 2 に表示する。

【選択図】 図 1

特 2 0 0 1 - 0 5 4 3 5 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 5 9 1 0 0 1 7 6 5 ]

1. 変更年月日 1 9 9 2 年 3 月 9 日

[変更理由] 住所変更

住 所 東京都品川区西品川 3 - 9 - 1 5

氏 名 安西メディカル株式会社